
БІОМЕДИЧНІ ОПТИКО-ЕЛЕКТРОННІ СИСТЕМИ ТА ПРИЛАДИ

УДК 535.8

Р. У. РОВИРА^{1,2}, С. В. ПАВЛОВ¹

ИМИТАЦИОННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ МОНТЕ-КАРЛО ДЛЯ ИЗУЧЕНИЯ РАСПРОСТРАНЕНИЯ ПОЛЯРИЗОВАННОГО СВЕТА В БИОЛОГИЧЕСКОЙ ТКАНИ

¹*Винницький національний технічний університет,
21021, Хмельницьке шосе, 95, г.Вінниця, Україна*

²*Universidad Península de Santa Elena — Santa Elena, Ecuador*

Анотація. Методи Монте-Карло забезпечують гнучке альтернативне рішення проблеми переносу фотонів у середовищі, яке розсіює, коли немає ніяких аналітичних рішень, або вони занадто складні. Лише деякі дослідження досі включили стан поляризації світла і його зміни при розсіянні в їх коді моделювання Монте-Карло. У цій статті представлений алгоритм для моделювання переносу фотонів в біологічній тканині, на основі відстеження напрямку електричного поля в кожному акті розсіювання.

Аннотация. Методы Монте-Карло обеспечивают гибкое альтернативное решение проблеме переноса фотонов в рассеивающей среде, когда нет никаких аналитических решений, или они слишком сложны. Лишь немногие исследования до сих пор включили состояние поляризации света и его изменения при рассеянии в их кодах моделирования Монте-Карло. В этой статье представлен алгоритм для моделирования переноса фотонов в биологической ткани, на основе отслеживания направления электрического поля в каждом акте рассеяния.

Abstract. Monte Carlo methods provide a flexible alternative solutions photon transport in scattering media, when there are no analytical solutions, or they are too complicated. Few studies so far have included the polarization state of light and changes in their codes of Monte Carlo simulation. In this article, it is presented an algorithm for modeling photon transport in biological tissue based on tracking the direction of the electric field in each scattering event.

Ключевые слова: поляризация, рассеяния, Монте Карло, визуализация биотканей.

ВВЕДЕНИЕ

Исследования визуализации биологических тканей создало потребность в экспериментальных и теоретических исследованиях, касающихся распространения поляризованного света в рассеивающих сред. Экспериментальные исследования показали, что остаточная поляризация выживает многократное рассеяние в биологических тканях [1]. Это дает возможность использовать характеристики поляризации рассеянного света, чтобы различать между различными типами оптически толстых сред.

Состояние поляризации света сильно зависит от среднего числа событий рассеяния. По этой причине свет, мало рассеянный поверхностными тканями является ко-поляризованным по отношению с падающим светом. Следовательно, измерения состояния поляризации при рассеянии обеспечивает простой и эффективный способ различать фотоны, приходящие из различных глубин биотканей. Эта особенность была использована в ряде методов визуализации, обнаружения и анализа состояния биологических тканей [2], [3]. Кроме того, многие исследователи изучили различия в распространении кругового поляризованного и линейного поляризованного света. Экспериментальные исследования показывают, что свет круговой поляризации, прошедший через рассеивающую среду требует значительно больше событий рассеяния, для его деполяризации линейный поляризованный свет. Это различие является более выраженным для сферических рассеивателей, размер которых намного больше

длины волны падающего света. Однако линейно поляризованный свет деполаризуется более медленно в биологических тканях [4].

Математическое описание характеристик распространения света может быть выполнено аналитически с помощью уравнения теории Максвелла или через теории переноса. Применимость уравнений Максвелла ограничена из-за сложностей, связанных при выводе точных аналитических решений. С другой стороны, эвристический характер теории переноса позволяет использовать численные методы для решения перенос фотонов через поглощающие и рассеивающие среды. Метод Монте-Карло широко используется для решения задач радиационного переноса в связи с своей гибкостью и простотой в моделировании переноса энергии в произвольных геометриях со сложными граничными условиями. Тем не менее, в большинстве моделирования не рассматривается поляризация света.

Целью этой работы является исследование фундаментальных свойств рассеяния поляризованного света в неоднородных средах на основе численных методов решения векторного уравнения переноса излучения для модели биоткани и изучение процессов рассеяния путем моделирования методом Монте-Карло.

МЕТОД

Уравнения переноса излучения. Теория переноса излучения используется для описания эффектов рассеяния на состоянии поляризации света. Она позволяет моделировать эволюцию вектора Стокса света, распространяющегося в неоднородной среде. Теоретические работы, касающиеся этого вопроса очень мало из-за дополнительной сложности, которая возникает в результате включения поляризационных свойств света в уравнениях.

Оптическое излучение, рисунок 1, которое проходит через площадь поверхности dA , под углом θ к нормали поверхности, в пределах телесного угла $d\Omega$, за время dt , с диапазоном частот $d\nu$, характеризуется определенной энергетической яркостью I_ν , уравнение (1):

$$I_\nu = \frac{dE_\nu}{\cos(\theta)dAd\Omega dtd\nu} \quad (1)$$

Процессы прохождения оптического излучения через среду описывается уравнением переноса излучения

$$\frac{dI_\nu}{dl} = -I_\nu \kappa_\nu + j_\nu \quad (2)$$

Непрозрачность среды κ_ν , а его коэффициент излучения j_ν , излучательная способность частиц, составляющих среды зависят от частоты. Если уравнение (2) переписать в терминах оптической толщины, τ_ν , тогда j_ν превращается в функция источника, S_ν , уравнение (3)

$$\frac{dI_\nu}{d\tau_\nu} = I_\nu + S_\nu \quad (3)$$

Когда фотон взаимодействует с оптической среды, он может быть рассеян или поглощен. Вероятность возникновения одного из этих явлений зависит от коэффициентов поглощения μ_a и рассеяния μ_s и описывается альбедо, a , уравнение (4)

$$a = \frac{\mu_s}{\mu_a + \mu_s} \quad (4)$$

Функция угловая фаза описывает режим рассеяния частиц. Эта функция представляет собой вероятность того, что фотон рассеивается от его первоначального направления на полярный угол θ . Подобным образом положение взаимодействия фотона со средой может быть описано с использованием вероятности с помощью длины свободного пробега l , которая является вероятностью того, что фотон может пройти расстояние x без взаимодействия: $l = \rho \kappa^{-1}$ и ее функция распределения вероятностей записывается в виде уравнения (5)

$$P(\tau) = 1 - \exp(-\tau) \quad (5)$$

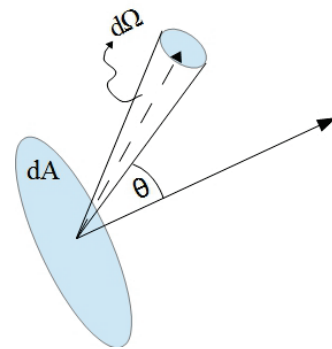


Рис. 1. Геометрия для описания распространения оптического излучения через поверхность dA

Существуют несколько численных методов решением уравнения переноса излучения. Один из таких методов, который имеет большой интерес среди исследователей является метод Монте-Карло. Этот метод имитирует распространения фотонов в рассеивающей среде, путем отслеживания отдельных фотонов. Недостатком метода Монте-Карло является интенсивное использование ресурсов процессора. Современные компьютерные системы могут обрабатывать изображения с использованием методов Монте-Карло с достаточной степенью точности во временных масштабах от нескольких часов.

Метод Монте-Карло — Методы Монте-Карло используют вероятностные методы для вычисления числовых значений физического явления. Численное моделирование этого метода представляет собой эффективный инструмент для понимания и интерпретации экспериментальных результатов. Ключевой особенностью метода Монте-Карло является выборки параметров. Основные способы выборки — семплирование из функций распределения вероятностей (PDF) и выборка с отклонением. Метод Монте-Карло для моделирования распространения фотонов в рассеивающей среде в основном является случайным блужданием. Ключевыми моментами случайного блуждания являются принятия два решения длина свободного пробега и угол рассеивания. Основная процедура методов Монте-Карло состоит в следующем:

1. запускаются N фотонов;
2. отслеживается траектория каждого фотона;
3. когда фотоны выходят среду, они регистрируются на плоскости изображения.

В классическом методе Монте-Карло фотоны моделируется как частицы, по этой причине игнорируются фаза и состояния поляризации.

Вектор Стокса S используется для описания поляризметрических свойств фотонов с помощью четырех параметров — (I, Q, U, V) , где I интенсивность, Q, U соответствуют линейной поляризации и V круговой поляризации. это представление особенно подходит для целей эксперимента, поскольку каждый параметр соответствует сумме или разности интенсивностей, которые легко измерить. Параметры Стокса могут быть описаны амплитудами составляющих электрического поля E_x, E_y и разности фаз $\Delta\varphi$, уравнение (6)

$$S = \begin{bmatrix} I \\ Q \\ U \\ V \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \langle E_x \rangle^2 + \langle E_y \rangle^2 \\ \langle E_x \rangle^2 - \langle E_y \rangle^2 \\ 2\langle E_x \rangle^2 \langle E_y \rangle \sin \Delta\varphi \\ 2\langle E_x \rangle^2 \langle E_y \rangle \cos \Delta\varphi \end{bmatrix} \quad (6)$$

Эффект оптической системы на поляризации света может быть определена путем построения вектора Стокса падающего света и использования матриц Мюллера, M для вектора Стокса светового выхода системы. Если световой луч с вектором Стокса S_0 , проходит через оптический элемент m_1 а затем через m_2 и m_3 с матрицами Мюллера, M_1, M_2, M_3 , эффект записывается как $S = M_3 * M_2, * M_1 * S_0$. Матрица рассеяния зависит от нескольких параметров, которые описываются фазовыми функциям, в частности, функцией Хенби-Гринштейна.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДИКА

Для физического описания фотона, ему присваивается следующие характеристики: Вес w , текущее положение (x, y, z) в системе отсчета лаборатории, длина волны λ , локальная система отсчета $C = (u_x, u_y, u_z)$, где единичный вектор u_z совпадает с направлением распространения фотона. Биологическая ткань моделируется как однородная рассеивающая пластина, которая характеризуется коэффициентом поглощения μ_a , коэффициентом рассеяния μ_s и фактором анизотропии g . Коэффициент анизотропии g является средний косинус угла отклонения и в биологической ткани имеет значение от 0,7 до 0,99. В каждой точке взаимодействия фотона и биологического образца, фотон может подвергаться различным процессам: поглощения, поглощения-переизлучение, или рассеяния в ткани. Рассеяние связано с функцией фазы рассеяния $P(\theta, \varphi)$, которая определяет вероятность рассеяния в пределах телесного угла $\Omega(\theta, \varphi)$, который отсчитывается от направления распространения u_z . Считается, что после число событий рассеяния равно $1/(1-g)$ направление фотона совершенно случайно и независимо от исходного направления. Состояние поляризации связан со собственной системой отсчета фотона C , следовательно, состояние поляризации сохраняется в каждом взаимодействии с образцом.

Процесс распространения фотонов включает смещение из-за распространения и вращений из-за

рассеяния в биологической ткани. Смещения Δs рассчитываются функция распределения, уравнение (7)

$$\Delta s = \frac{-\ln \xi}{\mu_a + \mu_s} \quad (7)$$

Например, для биоткани с коэффициентом рассеяния 24 см^{-1} , коэффициентом поглощения 6 см^{-1} , анизотропия $0,9$, толщина $0,03 \text{ см}$ максимальное смещение распространения составляет $0,03 \text{ см}$.

Для фотона расположенный в (x, y, z) , который сдвигается на расстояние Δs в направлении u_z с направляющими косинусами $(\mu_{zx}, \mu_{zy}, \mu_{zz})$, новые координаты (x', y', z') задаются, уравнением (8);

$$\begin{aligned} x' &= x + \Delta s \mu_{zx}; \\ y' &= y + \Delta s \mu_{zy}; \\ z' &= z + \Delta s \mu_{zz}. \end{aligned} \quad (8)$$

Системы отсчета лаборатории и фотона совпадают в точке падения $(0, 0, 0)$, рисунок 2.

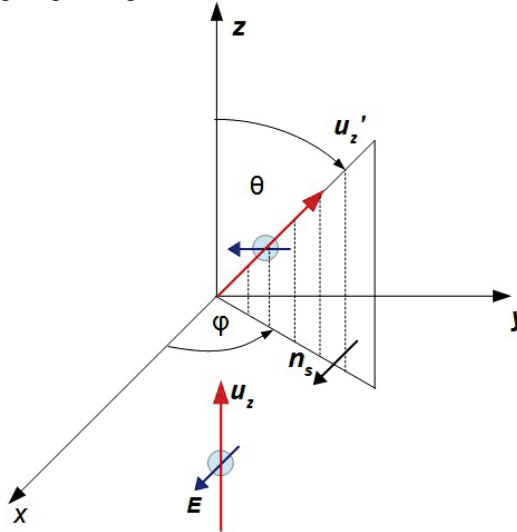


Рис. 2. Схема процесса рассеяния. u_z, u_z' направление распространения, n_s нормаль к плоскости рассеяния, θ зенитный, ϕ азимутальный углы, E электрическое поле

Угол рассеяния по отношению к направлению падающего фотона θ выбирается из функции распределения, таким образом получается выражение для $\cos(\theta)$, уравнение (9)

$$\cos(\theta) = \frac{1 + g^2 - \left[\frac{1 - g^2}{1 - g + 3g\xi} \right]}{2g} \quad (9)$$

Азимутальный угол ϕ будет отбираться случайным методом выборки с отклонением из кумулятивного распределения.

Состояние поляризации будет отслеживаться путем обновления направления электрического поля E , рисунок 2. Электрическое поле первоначально определяется относительно собственной системе фотона, которая совпадает с лабораторной системой. Как только задаются угол рассеяния и азимутальный углы вектор электрического поля меняется два раза, во-первых вращением вокруг направления распространения с азимутальным углом и, во-вторых вращением вокруг нормали к плоскости рассеяния с углом рассеяния. Чтобы сохранить направления по отношению к лабораторной системе, обе вращения рассматриваются как вращений вокруг одного вектора и поэтому рассчитываются с помощью уравнения Родригеса [5]. Формула Родригеса является эффективным алгоритом, чтобы вращать вектор в пространстве, учитывая оси и угол поворота. Иллюстрируем этот процесс с вращением вектора u_z вокруг n_s , рисунок 3. Вектор u_z разлагается в компоненты параллельно, $(n_s(n_s \cdot u_z))$ и перпендикулярно — $(n_s \times (n_s \times u_z))$ к оси вращения n_s . При вращении перпендикулярный компонент вектора u_z превращается в $\sin\theta(n_s \times u_z) - \cos\theta(n_s \times (n_s \times u_z))$ а параллельный компонент остается неизменным, следовательно, повернутый вектор будет $u_z' = (n_s(n_s \cdot u_z)) + \sin\theta(n_s \times u_z) - \cos\theta(n_s \times (n_s \times u_z))$. Для простоты программирования это уравнение записывается в матричном виде, уравнение (10)

$$R(\theta, n_s) = \begin{bmatrix} ct + n_x^2 (1 - ct) & n_y * n_x (1 - ct) - n_z * st & n_y * st + n_x * n_z (1 - ct) \\ n_z * st + n_x * n_y (1 - ct) & ct + n_y^2 (1 - ct) & -n_x * st + n_y * n_z (1 - ct) \\ -n_y * st + n_x * n_z (1 - ct) & n_x * st + n_y * n_z (1 - ct) & ct + n_z^2 (1 - ct) \end{bmatrix} \quad (10)$$

где, ct — $\cos(\theta)$, st — $\sin(\theta)$, n_x, n_y, n_z — компоненты единичного вектора n_s в лабораторной системе отсчета.

Фотон продолжит распространение, пока либо он не выходит за пределы образца ($z < 0$ или $z > d$), или он поглощается. Позже оценивается с пороговым значением. Когда вес фотона ниже порога считается, что фотон был поглощен.

РЕЗУЛЬТАТЫ

Результаты, полученные с помощью предложенного метода были сравнены и проверены с результатами других исследований, которые считаются хорошим приближением к процессу переноса фотонов в мутных средах [6, 7, 8]. Во-первых, проверяются значения абсолютных пропускания T и отражения R , которые представляют доля отраженного и переданного потока энергии по сравнению с падающим потоком энергии (Таблица 1).

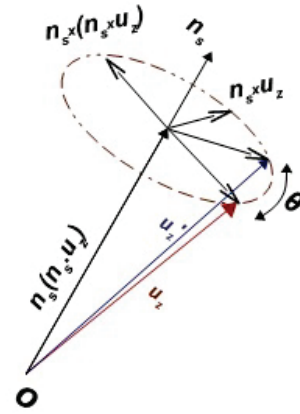


Рис. 3. Вращение вектора направления распространения вокруг нормали к плоскости рассеяния

Таблица 1.

Отражение и пропускание в рассеивающей среде

Автор	T	R
Ван Де Хюлст	0,66096	0,09739
Праль	0,66159	0,09711
Л. Ванг	0,66096	0,09734
Предложенный метод	0,66796	0,09689

ВЫВОДЫ

В статье разработан алгоритм на основе метода Монте-Карло для моделирования процессов распространения фотонов в рассеивающей ткани и их отслеживание к анализе изменений направления электрического поля в каждом взаимодействии. Теоретические результаты были проверены с результатами, приняты научным сообществом, доказывая тем самым возможность оценить оптические измеримые параметры простых геометрии. Работа представляет большой интерес в контексте создания систем оптической томографии для изучения биологических тканей.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Enpolarization of light by scattering media / Sorrentini J., Zerrad M., Soriano G., Amra C. // Opt. Express. — 2011. — vol. 19, № 22. — Pp. 21313—21320.
2. Imaging superficial tissues with polarized light/ Jacques S. L., Roman J. R., Lee K. // Lasers Surg. Med. — 2000. — vol. 26, № 2. — Pp. 119—129.
3. Deep subsurface imaging in tissues using spectral and polarization filtering / Demos S., Radousky H., Alfano R. // Opt Express. — 2000. — vol. 7, № 1. — Pp. 23—28.
4. Polarization studies in multiply scattering chiral media / Vitkin I. A., Hoskinson E. // Opt. Engineering. — 2000. — vol. 39, № 2. — Pp. 353—362.
5. Two-View Geometry Estimation Using the Rodrigues Rotation Formula / Sorgi L. // 18th IEEE International Conference on image processing [ICIP — 2011]. — Pp. 1009—1012.
6. Light scattering by small particles/ Van de Hulst H. C.// Courier Dover Publications. — 2012.
7. A Monte Carlo model of light propagation in tissue / Prahl S. A. Keijzer M., Jacques S. L.,

- Welch A. J. // Dosim. Laser Radiat. Med. Biol. — 1989. — vol. 5. — Pp. 102—11.
8. MCML—Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues / Wang L., Jacques S. L., Zheng L. // Comput. Methods Programs Biomed. — 1995. — vol. 47. № 2. — Pp. 131—146

Надійшла до редакції 05.09.2014 р.

РОВІРА РОНАЛЬД УМБЕРТО — аспірант кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.

ПАВЛОВ СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ — д. т. н., професор, завідувач кафедри загальної фізики та фотоніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.